

## IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

IN RE APPLICATION OF: LIN ET AL

SERIAL NO.: 10/021,250

FILED: December 19, 2001

FOR: PNEUMATIC MICROFLUID DRIVING SYSTEM  
AND METHOD

GROUP ART UNIT: 3753

EXAMINER: unassigned

ATTY. REFERENCE: LINY3021/EM

RECEIVED

FEB 11 2002

TECHNOLOGY CENTER R3700

#3  
DpTHE COMMISSIONER FOR PATENTS  
Washington, D.C. 20231

Sir:

The below identified communication(s) or document(s) is(are) submitted in the above application or proceeding:

- |  |  |
|--|--|
| <input type="checkbox"/> Declaration   | <input type="checkbox"/> Issue Fee Transmittal           |
| <input checked="" type="checkbox"/> Priority Document (Taiwan Appl.<br>No. 90127433) | <input type="checkbox"/> Check in the Amount of \$ _____ |
| <input type="checkbox"/> Formal Drawings   | <input type="checkbox"/>                                 |
| <input type="checkbox"/> Small Entity Declaration(s)                                 | <input type="checkbox"/>                                 |

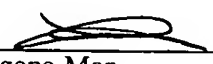
☒ Please debit or credit Deposit Account Number 02-0200 for any deficiency or surplus in connection with this communication. A duplicate copy of this sheet is provided for use by the Deposit Account Branch.

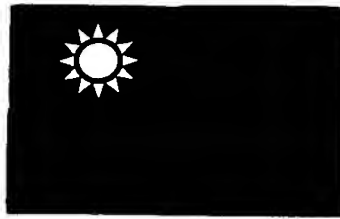
☐

BACON & THOMAS, PLLC  
625 SLATERS LANE - FOURTH FLOOR  
ALEXANDRIA, VIRGINIA 22314  
(703) 683-0500

DATE: January 29, 2002

Respectfully submitted,

  
Eugene Mar  
Attorney for Applicant  
Registration Number: 25,893



中華民國經濟部智慧財產局

INTELLECTUAL PROPERTY OFFICE  
MINISTRY OF ECONOMIC AFFAIRS  
REPUBLIC OF CHINA



茲證明所附文件，係本局存檔中原申請案的副本，正確無訛，  
其申請資料如下：

This is to certify that annexed is a true copy from the records of this  
office of the application as originally filed which is identified hereunder:

申請日：西元 2001 年 11 月 05 日  
Application Date

申請案號：090127433  
Application No.

申請人：國立成功大學  
Applicant(s)

RECEIVED

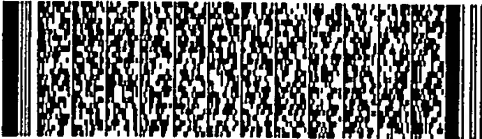
FEB 11 2002  
TECHNOLOGY CENTER R3700

局長  
Director General

陳明邦

發文日期：西元 2001 年 11 月 23 日  
Issue Date

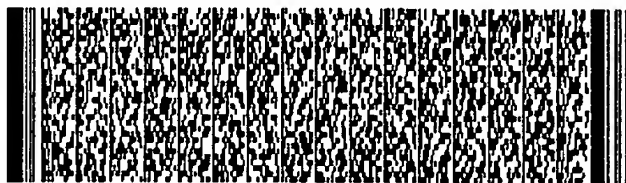
發文字號：09011018094  
Serial No.

申請日期：		案號：
類別：		
(以上各欄由本局填註)		
<b>發明專利說明書</b>		
一、 發明名稱	中 文	氣動式微流體驅動系統及方法
	英 文	
二、 發明人	姓 名 (中文)	1. 林裕城 2. 任春平
	姓 名 (英文)	1. Yu-Cheng Lin 2. Chun-Ping Jen
	國 籍	1. 中華民國 2. 中華民國
	住、居所	1. 台南市大學路一號國立成功大學工程科學系 2. 台南市大學路一號國立成功大學工程科學系
三、 申請人	姓 名 (名稱) (中文)	1. 國立成功大學
	姓 名 (名稱) (英文)	1.
	國 籍	1. 中華民國
	住、居所 (事務所)	1. 台南市大學路一號
	代表人 姓 名 (中文)	1. 高強
	代表人 姓 名 (英文)	1.
		

四、中文發明摘要 (發明之名稱：氣動式微流體驅動系統及方法)

本發明係提供一種氣動式微流體驅動系統，至少包含：一伺服裝置，係提供各種不同氣流群組合模式；一組風巷結構，係內建於微反應模組上用以接收前述氣流；一連接管道，係共構於微反應模組內以連接前述風巷結構及微反應模組上之反應區域，作為氣流流通之用。本發明之氣動式微流體驅動方法，係利用前述伺服裝置提供各種不同流量與射出方向之氣流群組合模式，當不同模式的氣流群組合從微反應模組側邊吹入模組內之風巷結構時，可驅使微反應模組內微流體管道中之流體（樣品/試劑）發生導引、斥退、停滯等細膩的微流體運動效果。特別適用於生化檢測操作之各種微反應模組，且可有效的簡化製程、降低成本。

英文發明摘要 (發明之名稱：)



本案已向

國(地區)申請專利

申請日期

案號

主張優先權

無

有關微生物已寄存於

寄存日期

寄存號碼

無

## 五、發明說明 (1)

### 【發明之技術領域】

本發明係有關一種氣動式微流體驅動系統及方法，尤指一種利用伺服裝置提供各種不同流量與射出方向之氣流群組合模式，配合內建於微反應模組上之風巷結構及連接管，驅使微反應模組中之微流體管道之流體（樣品/試劑）發生導引、斥退、停滯等細膩之微流體運動效果。

### 【發明背景】

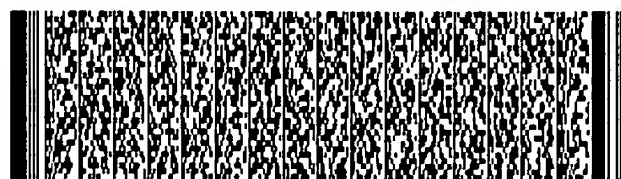
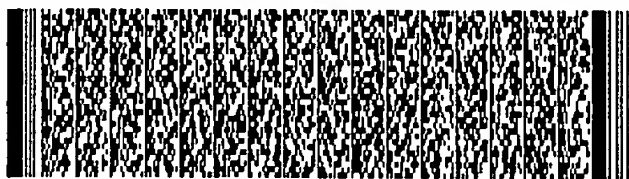
晶片實驗室(Lab. On a Chip)是指將一連串環環相扣的生化實驗步驟集中佈置在微小化的晶片中，藉由特別設計的伺服系統重新實現整個生化實驗的操作流程，猶如縮小在晶片內功能齊全的自動化實驗室，其中尤以操作核酸檢體處理及鹼基序列檢測之生物晶片(biochip for DNA-based reaction)發展最早也最接近實用量產階段。

在此類型的晶片中，導引檢體或生化試劑在晶片內移動的微流體驅動裝置是首要的必備技術，而如何避免檢體或生化試劑藉此驅動裝置交叉污染則是設計必須特別注意的重要考量。

常見的設計策略可分三大類型：（一）晶片內建機械式微幫浦(on-chip mechanical micropump)；（二）晶片內建電極動力式微幫浦(on-chip electrokinetic micropump)；（三）晶片外接伺服系統(external servo-system)。茲將前述三大類型詳述如下：

#### （一）晶片內建機械式微幫浦

利用微加工技術(micro-machining)可直接在晶片上



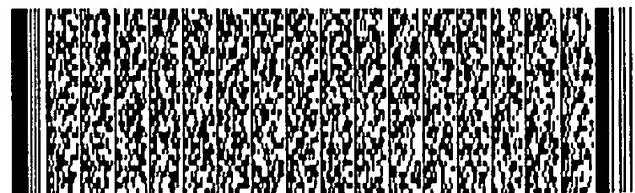
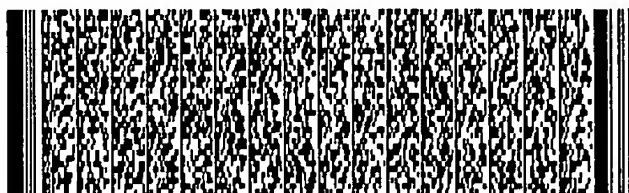
## 五、發明說明 (2)

內建機械式微幫浦，這種設計必須在晶片內佈置可動元件 (moveable part)。美國專利第5,529,465號由Roland Zengerle et al. 所發明的靜電式微幫浦 (electrostatically driven diaphragm micropump)，其微幫浦本體包括四層矽晶結構，導入50V、400Hz電力可產生上二層結構之間の間歇靜電吸引，配合兩片單向被動閥 (passive check valve)，利用循環交換方式完成幫浦動作，工作流量大約是350  $\mu\text{l}/\text{min}$ 。

美國專利第5,705,018號由Frank T. Hartley所發明的蠕動式微幫浦 (micromachined peristaltic pump)，是另一種微幫浦的設計。在晶片上微通道內壁序列密集佈植一塊塊可變形的導體帶 (flexible conductive strips)，當電壓脈波通過管道上方時，利用靜電「循序」吸引導體帶一塊塊「循序」上凸形成微通道的蠕動現象，藉此推動管道內的流體前進。使用的電壓脈波相位必須小心的控制，峰值約100V，工作流量100  $\mu\text{l}/\text{min}$ 。

前述晶片內建機械式微幫浦之缺點係結構複雜，清洗及其製程皆不易，其原因如下：

讓不同病人的檢體「重複使用」內建有機械式微幫浦的晶片幾無可能，因為在這種具有可動元件的複雜微結構內，若要完全清除前一次操作所殘留的檢體或生化試劑是非常困難的。而一旦晶片定義為用完即丟的可棄式晶片，晶片的製造成本就不能忽視。內建交換式或內建蠕動式微幫浦均涉及複雜的製程或昂貴的特殊材料，這將使得製造



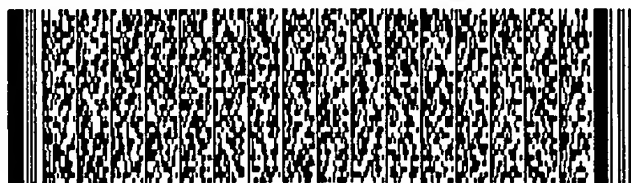
### 五、發明說明 (3)

成本大幅提高，這與量產可棄式晶片的基本訴求是相衝突的。

#### (二) 晶片內建電極動力微幫浦

電極動力微幫浦是一種非機械式微幫浦，裝置內無須佈置任何可動元件。常見的操作原理有三種：電滲透(electroosmosis, EO)；液電動力(electrohydrodynamics, EHD)及電泳(electrophoresis, EP)。

1997年Peter J. Zanzucchi et al. 提出的美國專利第5,632,876號(名稱：apparatus and methods for controlling fluid flow in microchannels)是一種電滲透與液電動力的組合應用，其係在晶片上的微通道內交錯佈置兩組、共四支電極，其中中間一組電極距離較近且雙雙深入微通道中之流體內。導通高電壓後，距離較近的兩電極可藉由居間的流體形成電流迴路，同時帶動周遭流體逆電流方向流動，此即液電動力幫浦(EHD pumping)。分置兩端的另一組電極距離較遠，電極僅接觸到管道壁，導通數百至數千伏特高電壓後，首先造成管道壁的電性極化(electrical charged)，正負電極所在位置的材料表面因而佈滿負正電荷，此時流體內若含有帶負電粒子就會被吸引往堆滿正電荷的負電極方向滲透，同時帶動流體亦往負電極方向流動，此即電滲透幫浦(EO pumping)。此發明的重點在於整合兩種流向相反的微流體幫浦效果，藉此二力的消長產生推進、斥退、停滯等微流體導引控制。此外，





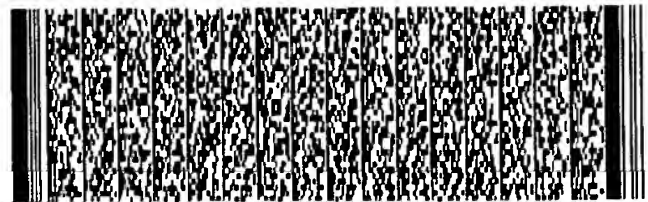
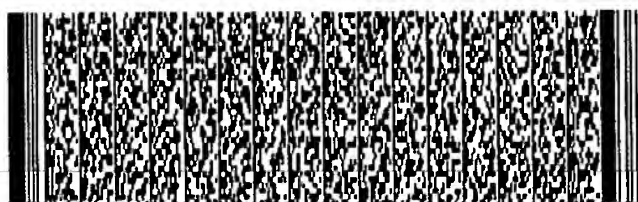
#### 五、發明說明 (4)

電滲透流體需為內含帶電粒子之極性溶液(polar solution)，而液電動力流體則需為非極性溶液(non-polar solution，如有機溶劑)，此專利宣稱二種動力整合以後，無論流體是極性或非極性均可適用。

Paul C. H. Li 與 D. Jed Harrison 於1997年提出之論文(transport, manipulation, and reaction of biological cells on-chip using electrokinetic effects, Anal. Chem. 1997, 69, 1564-1568) 則是電滲透與電泳的組合應用。電泳幫浦(EP pumping)的工作原理頗為單純，溶液中的帶電粒子可直接受到電極的吸引而移動，故其移動方向將會與電滲透的方向相反。重點是電滲透或電泳所移動的均是溶液中的帶電粒子而非溶液本身，因此該實驗的主要效應並不是微流體的導引，而是移動存在溶液中的生物細胞(canine erythrocyte et al.)。實驗結果顯示：藉由交錯管道間之電泳與電滲透力量間的差異，生物細胞即可輕易的被導引、轉向甚至分類。

前述晶片內建電極動力式微幫浦之設計缺點如下：

就製程觀點而言，電極動力微幫浦的結構最簡單，製造成本最低，然而在應用層面上卻有諸多限制。首先，管道內必須事先注滿溶液，故無法將檢體或反應試劑首次導入空管道內；其次，液電動力幫浦對流體的移動距離非常有限，而電滲透流與電泳幫浦的移動對象主要是流體中的帶電粒子而非流體本身，因此上述三者對於流體的幫浦效果其實並不顯著(大約  $10 \mu\text{l}/\text{min}$ )；再者，三種作用力都



## 五、發明說明 (5)

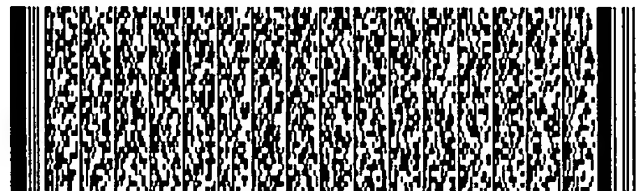
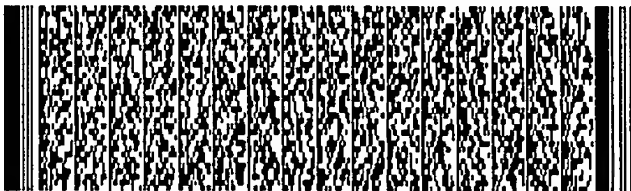
必須在非常細微的管道內才能運作( $100\ \mu\text{m}$  diameter)，且必須在很近的距離內導通數百至數千伏的壓差，故其操作成本並不低；最後，液電動力幫浦僅能適用於非極性的有機溶劑，而電滲透流與電泳幫浦僅能適用於帶有荷電離子的極性溶液，且溶液中的離子濃度也會嚴重的影響此類型幫浦的推動效率，故一旦導入成分複雜的檢體或反應試劑時、或反應進行過程中離子濃度發生變化時，都將使得流體的導引控制問題叢生。

### (三) 晶片外接伺服系統(external servo-system)

將流體導引的工作完全交給晶片外接伺服系統是最單純的想法。顯而易見，晶片內無須任何主動元件，故晶片結構簡單、製作成本低。外接的伺服系統也未必需要利用微加工技術製備，且因其不直接接觸檢體或反應試劑而可重複使用，對操作生化檢測反應之可棄式生物晶片而言係為最可行的設計策略。

問題是在伺服系統與晶片的介面(world-to-chip interface)，如何將一般尺寸之傳輸導管（傳輸流體可為氣體或是試劑本身）連結到微觀尺寸的晶片上，涉及另一系列複雜的微加工技術。1998年N. J. Mourlas et al. 展示各種導管與晶片間的連結器設計(novel interconnection and channel technologies for microfluidics, Proceedings of the mTAS '98 Workshop, 1998, 27-30)。

由於將流體注入晶片內的微通道或微反應槽時會造成



## 五、發明說明 (6)

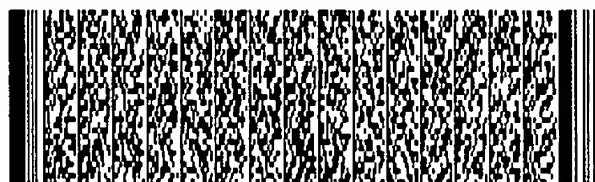
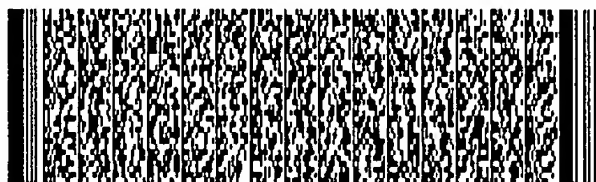
壓力急遽升高，因此對於導管與晶片連接點的規格要求頗嚴(leakage test: 60psi, pull test: 2N)。一般必須在管道與晶片連結點再以環氧樹脂封膠補強。上述設計中，先利用深度反應離子蝕刻(DRIE)在晶片上定義管道插入點，再以射鑄成型(injection molding)加工 polyoxymethylene plastic 製成管道插入引子(coupler)，傳輸導管雖可就此直接由引子插入，但也必須再加熱至250℃才能完成可靠的連結，其同樣具有製程過程複雜及應用受限之缺點。

### 【發明概述】

本發明之目的係提供一種氣動式微流體驅動系統，至少包含：一伺服裝置，係提供各種不同氣流群組合模式；一組風巷結構，係用以接收前述氣流；一連接管道，係連接前述風巷結構及流體區域，作為氣流流通以驅動流體之用。

前述伺服裝置主要係包含：一空氣壓縮機，係用以提供各種不同流量與射出方向之氣流群組合模式；及一緩衝槽(Buffer Tank)，係用以穩定自前述空氣壓縮機送出之氣流。

前述之風巷結構主要係包含：一吸出元件(Suction Component)，係作為將流體吸出之用；及一推入元件(Exclusion Component)，係作為將流體推入之用。前述吸出元件係包含：一氣流流道(Air Gallery)，係作為接受前述伺服裝置提供之氣流之用；及一微通道，係



## 五、發明說明 (7)

連接前述氣流流道，作為氣流導流之用。

前述之氣流導流係由微通道末端向氣流流道之方向吸出。

前述推入元件係包含：一氣流流道 (Air Gallery)，係作為接受前述伺服裝置提供之氣流之用；及一微通道，係連接前述氣流流道，作為氣流導流之用。

前述之氣流導流係由氣流流道向微通道末端之方向推入。前述之連接管道係可替換不同連接方式，例如：T形連接或平行連接。

前述平行連接之連接管道係可依實際狀況之需要，選擇吸出型、居中型或推入型。

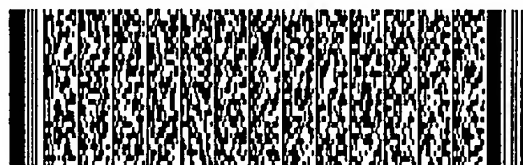
前述連接管道之末端係可連接至外界欲驅動之流體區域。

前述之流體區域例如微流體管道。

前述之一組風巷結構、連接管道及流體區域皆可一體成型製造。

前述之氣流群組合模式係指導入前述風巷結構中之吸出元件及推入元件之進口氣流流速組合。

本發明之另一目的係提供一種建構於微反應模組上之氣動式微流體驅動系統，至少包含：一伺服裝置，係提供各種不同氣流群組合模式；一組風巷結構，係內建於微反應模組上用以接收前述氣流；及一連接管道，係共構於微反應模組內以連接前述風巷結構及微反應模組上之反應區域，作為氣流流通以驅動流體之用。



## 五、發明說明 (8)

前述伺服裝置主要係包含：一空氣壓縮機，係用以提供各種不同流量與射出方向之氣流群組合模式；及一緩衝槽 (Buffer Tank)，係用以穩定自前述空氣壓縮機送出之氣流。

前述之風巷結構主要係包含：一吸出元件，係作為將微反應模組上之流體吸出之用；及一推入元件，係作為將微反應模組上之流體推入之用。

前述吸出元件係包含：一氣流流道，係作為接受前述伺服裝置提供之氣流之用；及一微通道，係連接前述氣流流道，作為氣流導流之用。

前述之氣流導流係由微通道末端向氣流流道之方向之吸出。

前述推入元件係包含：一氣流流道，係作為接受前述伺服裝置提供之氣流之用；及一微通道，係連接前述氣流流道，作為氣流導流之用。

前述之氣流導流係由氣流流道向微通道末端之方向推入。

前述之連接管道係可替換不同連接方式，例如：T形連接或平行連接。

前述平行連接之連接管道係可依實際狀況之需要，選擇吸出型、居中型或推入型。

前述之反應區域上具有微流體管道。

前述之微反應模組係指可進行各種反應或分析之微小化晶片。例如：實驗室晶片、生物晶片等。



## 五、發明說明 (9)

前述連接管道之末端係可連接至前述反應區域上之微流體管道。

前述流體係為樣品或試劑等。

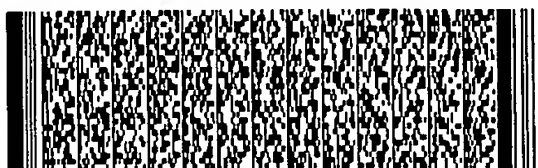
前述之一組風巷結構、連接管道及反應區域上之微流體管道皆可一體成型製造於微反應模組上。

前述之氣流群組合模式係指導入前述風巷結構中之吸出元件及推入元件之進口氣流流速組合。

本發明之再一目的係提供一種氣動式微流體驅動方法，主要係包含：利用前述伺服裝置提供各種氣流群組合模式；將前述氣流導入前述風巷結構；及經由前述連接管道流通之氣流驅使微流體管道中的流體發生導引、斥退、停滯等微流體運動效果。特別適用於生化檢測操作之各種微反應模組，且可有效的簡化製程、降低成本。

### 【主要元件符號對照說明】

1	---	伺服裝置
2	---	風巷結構
3	---	連接管道
4	---	反應區域
5	---	流體區域
10	---	管道
11	---	空氣壓縮機
12	---	緩衝槽
20	---	微反應模組
21	---	吸出元件



## 五、發明說明 (10)

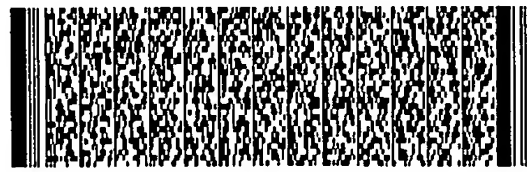
22	---	推入元件
23、24	---	氣流流道
25、25'	---	微通道
26	---	連接管道末端
27	---	流道喉部
28	---	流道喉部
29	---	微流體管道
30	---	樣品儲存槽
100	---	氣動式微流體驅動系統
200	---	建構於微流體模組上之氣動式微流體驅動系統

### 【發明之詳細說明】

本發明係有關一種氣動式微流體驅動系統及方法，其諸多優點與特徵將從下述詳細說明並配合圖式得到進一步的瞭解。

首先參考圖一，係顯示本發明之氣動式微流體驅動系統100，至少包含：一伺服裝置1，係提供各種不同氣流群組合模式；一組風巷結構2，係用以接收前述氣流；及一連接管道3，係連接前述風巷結構2及流體區域5，作為氣流流通以驅動流體之用。

前述伺服裝置1主要係包含：一空氣壓縮機11，係用以提供各種不同流量與射出方向之氣流群組合模式；及一緩衝槽12 (Buffer Tank)，係用以穩定自前述空氣壓縮機11送出之氣流。



## 五、發明說明 (11)

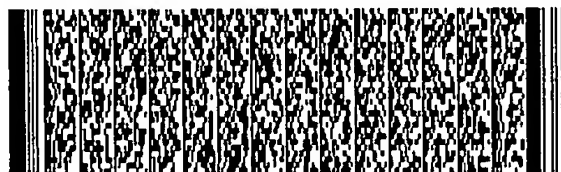
前述之一組風巷結構2主要係包含：一吸出元件21，係作為將流體吸出之用；及一推入元件22，係作為將流體推入之用。

本發明之氣動式微流體驅動系統係透過前述伺服系統1將各種不同流量與射出方向之氣流群組合模式，經由管道10分別導入前述一組風巷結構2中之前述吸出元件21及推入元件22，再經由前述連接管道3之末端26將特定流速之氣流送出，用以驅動位於流體區域5上之流體發生引導、斥退、停滯等細膩之微流體運動效果。前述之流體區域5例如微流體管道。

前述之氣流群組合模式係指導入前述風巷結構2中之吸出元件21及推入元件22之氣流流速組合，即輸入吸出元件21之進口氣流流速 $V_s$ 及推入元件之進口氣流流速 $V_e$ 。

圖二係顯示本發明之建構於微流體模組上之氣動式微流體驅動系統200之儀器裝置示意圖，其至少包含：一伺服裝置1，係可變換氣流動力模式；一組風巷結構2，係內建於微反應模組20上用以接收前述氣流；及一連接管道3，係共構於微反應模組20內以連接前述風巷結構及微反應模組20上之反應區域4，作為氣流流通以驅動流體之用。

前述伺服裝置1主要係包含：一空氣壓縮機11，係用以提供各種不同流量與射出方向之氣流群組合模式；及一緩衝槽12，係用以穩定自前述空氣壓縮機11送出之氣流。前述之一組風巷結構2主要係包含：一吸出元件21，係作





## 五、發明說明 (12)

為將微反應模組20上之流體吸出之用；及一推入元件22，係作為將微反應模組20上之流體推入之用。

本發明之建構於微反應模組上之氣動式微流體驅動系統200，其操作過程如上所述，係透過前述伺服系統1將各種不同流量與射出方向之氣流群組合模式，經由管道10分別導入前述一組風巷結構2中之前述吸出元件21及推入元件22，再經由前述連接管道之末端26將特定流速之氣流送出，用以驅動位於微反應模組20上之反應區域4上之流體發生引導、斥退、停滯等細膩之微流體運動效果。

前述之反應區域4上係可具有微流體管道。

前述連接管道之末端26係可連接至微反應模組上之反應區域4上之微流體管道。

前述之微反應模組係指可進行各種反應或分析之微小化晶片。例如：實驗室晶片、生物晶片等。

前述流體係為樣品或試劑等。

前述之一組風巷結構、連接管道及反應區域上之微流體管道皆可一體成型製造於微反應模組上。

前述之氣流群組合模式係指導入前述風巷結構2中之吸出元件21及推入元件22之氣流流速組合，即輸入吸出元件21之氣流流速 $V_s$ 及推入元件之氣流流速 $V_e$ 。

上述圖一及圖二係顯示本發明之氣動式微流體驅動系統兩種不同之實施態樣。圖一係未將氣動式流體驅動系統建構於微反應模組上，其可廣泛應用於驅動外界任何模式之流體區域，例如：將氣動式微流體驅動系統外接至欲驅



## 五、發明說明 (13)

動之流體管道或是晶片上之微管道。圖二係將本發明之系統共構於微反應模組上，如此可使模組上之微流管道、風巷結構及連接管道皆一體成型，可依實際需要利用各種製程技術設計微反應模組上之結構，並可大量製造以作為可拋式微反應模組。

圖三 (A) 係顯示本發明之風巷結構2中之吸出元件21之結構圖。前述之吸出元件21係包含：一氣流流道23，係作為接受前述伺服裝置提供之氣流之用；一微通道25，係連接前述氣流流道23，作為氣流導流之用。

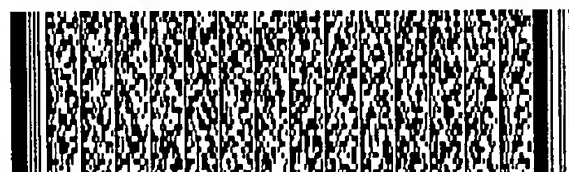
前述之氣流導流係由微通道25末端向氣流流道3之方向吸出（即圖三 (A) 中箭頭所指方向）。

圖三 (B) 係顯示本發明之風巷結構2中之推入元件22之結構圖。前述推入元件22係包含：一氣流流道24，係作為接受前述伺服裝置提供之氣流之用；及一微通道25'，係連接前述氣流流道，作為氣流導流之用。

前述之氣流導流係由氣流流道24向微通道25'末端之方向推入。（即圖三 (B) 中箭頭所指方向）。

上述之氣流導流之原理將配合圖四 (A) 及圖四 (B) 詳述如下：

圖四 (A) 係前述吸出元件之壓力與流速之數值模擬結果圖。圖四 (A) 中可看出，當氣流吹入氣流流道23中時，由於氣流流道23之截面積縮小，在流道喉部27時，當氣流速度增加，依據白努力方程式 (Bernoulli's equation) 形成之壓力梯度分布中，前述流道喉部27將會



#### 五、發明說明 (14)

形成低壓區，因此可產生吸出 (Suction) 之現象，即圖四 (A) 中流線圖所示。

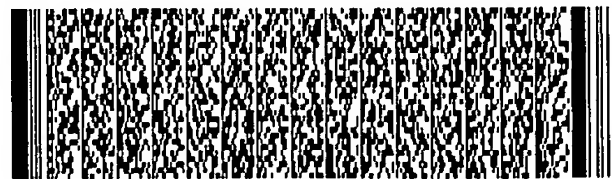
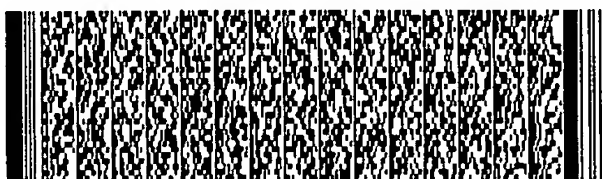
圖四 (B) 係前述推入元件之壓力與流速之數值模擬結果圖。如上所述，圖四 (B) 中可看出，當氣流吹入氣流流道23中時，在氣流流道24及微通道25'中之氣流因白努力公式形成如圖中分布之壓力梯度。藉由此壓力梯度可產生推入 (Exclusion) 之現象，即圖四 (B) 中流線圖所示。

因此藉由上述吸出元件21及推入元件22結構上特殊之設計，並利用白努力方程式可控制氣流之吸出與推入之運作。

圖五係顯示本發明將前述吸出元件21及推入元件22之一組風巷結構2，以T形連接管道連接後之示意圖。由前述伺服裝置1送出之氣流即以特定之流速 $V_s$ 及 $V_e$ 分別導入圖五中之兩個氣流流道23及24。當吸出元件21之進口氣流流速 $V_s$ 為零時 ( $V_s=0$ )，即在關閉狀態，且推入元件22之進口氣流流速 $V_e$ 不為零時 ( $V_e \neq 0$ )，此時稱為推入狀態

(Exclusion Mode)。反之，當 $V_s \neq 0$ 而 $V_e=0$ 時稱為吸出狀態 (Suction Mode)。藉由變化各種不同模式的氣流群組合 ( $V_e / V_s$ ) 可控制連接管道之末端26之氣流流速。

圖五中虛線圓圈部分係表示T形之連接管道3，前述之連接管道3係可針對特定用途替換不同型式之連接管道，例如：如圖六 (A) 至圖六 (C) 之平行連接式之連接管道，其中：圖六 (A) 係為吸出型之連接管道，其推出/吸出比

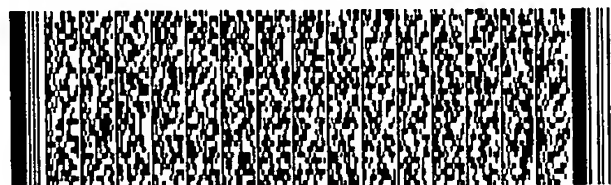
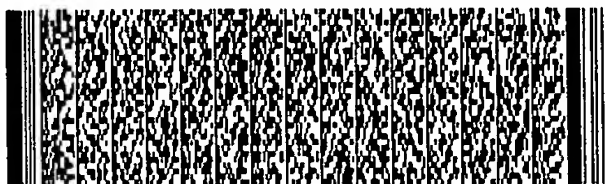


## 五、發明說明 (15)

值小於1，因此具有較佳之吸出效果；圖六(B)係為居中型之連接管道，其係推出/吸出比值較接近1；圖六(C)係為推入型之連接管道，其推出/吸出比值大於1，因此具有較佳之推入效果。

圖七係顯示本發明之氣動式微流體驅動系統採用不同之連接管道型式下，不同進口氣流流速( $V_e$  或  $V_s$ )下，連接管道末端26之速度，其中(a)係為T形連接方式；(b)至(d)係平行連接方式且(b)為吸出型連接管道、(c)為居中型連接管道、(d)為推入型連接管道。從圖七中之結果顯示，藉由運用不同之連結管道於本發明之氣動式微流體驅動系統，可依據實際上操作之需求獲得適當之流體驅動速度。

本發明之再一目的係提供一種氣動式微流體驅動方法，係利用前述伺服裝置1提供各種不同流量與射出方向之氣流群組合模式。當不同模式的氣流群組合從微反應模組20側邊吹入模組內之風巷結構2時，藉由風巷結構2中之吸出元件21及推入元件22之氣流流道之結構設計，使氣流依循白努力定律形成壓力梯度，造成吸出與推入之效應。藉由前述吸出與推入比值之變化，可驅使微反應模組20內微流體管道中的流體發生導引、斥退、停滯等細膩的微流體運動效果。且伺服裝置1與微反應模組20間無須任何管路連接，且微反應模組20內無須內建主動元件，因此特別適用於生化檢測操作之各種微反應模組，且可有效的簡化製程、降低成本。



## 五、發明說明 (16)

本發明之氣動式微流體驅動系統及方法將透過下列實施例作更進一步之了解。

### 實施例一

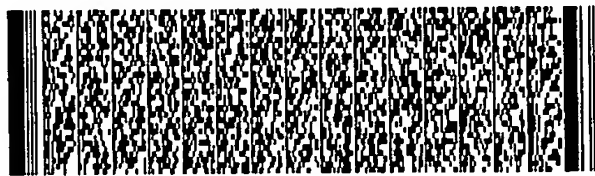
此實施例係將本發明之建構於微反應模組上之氣動式微流體驅動系統，其儀器裝置圖如圖二所示。惟，本實施例所使用之連接管道係為平行連接方式之吸出型連接管道（如圖六（A）所示），並與微反應模組20上之吸出元件21、推入元件22及微流體管道29一體成型，如圖七所示。圖八（A）係顯示共構於微反應模組20上之風巷結構中之吸出元件21、推入元件22以及連接管道3與微流體管道29連接之示意圖。其中前述微流體管道之內徑為 $600\ \mu\text{m}$ ，一組風巷結構之長度為21mm，寬度為12.9mm。

圖八（B）係為圖八（A）之影像圖。

前述之微流體模組係為壓克力（PMMA）材質。

本實施例中係將欲驅動之流體注入樣品儲存槽30後，透過本發明之伺服裝置提供不同模式的氣流群組合模式從微反應模組20側邊吹入模組內之風巷結構時，透過連接管道3將前述樣品儲存槽30中之樣品於微流體管道29中，進行導引、斥退、停滯等細膩的微流體運動效果。其流體運動效果如圖九所示。

圖九中（a）至（i）係顯示樣品於微流體管道29中（即圖八（A）之虛線框區域）之運動狀態。（a）係為開始狀態，（b）至（d）係樣品向前移動之狀態（即流體之引導運動），（e）係為一停止狀態（即流體之停滯運動）。



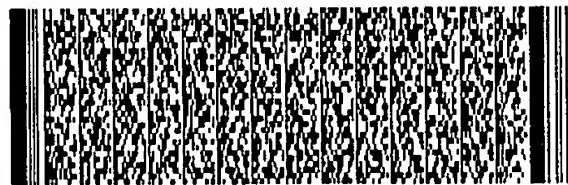
## 五、發明說明 (17)

)，(f)至(i)係樣品往回移動之狀態(即流體之斥退運動)。

因此，由此實施例之結果係顯示透過本發明之氣動式微流體驅動系統及方法可輕易控制流體之導引、斥退、停滯等細膩的微流體運動，故非常適合應用在操作生化檢測反應之可棄式晶片內擔任微流體驅動任務，例如：核酸檢體處理及鹼基序列檢測之生物晶片內，導引病人血液、痰等檢體進入微反應模組中反應並分析。

### 【發明之功效】

本發明之氣動式微流體驅動系統及方法，相較於習知技術如前述背景所述之三大類驅動系統，本發明之主要優點如下：氣動式伺服裝置之構造簡單、操作容易，比起機械式微幫浦或電極動力式微幫浦之成本更低；本發明之伺服裝置與微反應模組之間無須任何管道連接，故微反應模組承載之檢體或生化試劑不會回溯污染伺服裝置；且微反應模組內無須搭配任何可動元件即可藉由氣流送入風巷結構內之氣流群组模式完成導引、斥退、定點停滯等微流體運動，相較於機械式微幫浦須搭配許多可動元件之裝置，更為精簡。且本發明之工作原理與被驅動流體之極性或離子濃度無關，故其適用範圍更廣泛。



## 圖式簡單說明

圖一係本發明之氣動式微流體驅動系統之儀器裝置示意圖。

圖二係本發明之建構於微反應模組上之氣動式微流體驅動系統之儀器裝置示意圖。

圖三(A)係本發明風巷結構之吸出元件之結構圖。

圖三(B)係本發明風巷結構之推入元件之結構圖。

圖四(A)係圖三(A)所示之吸出元件通入氣流後之壓力場及氣流場之示意圖。

圖四(B)係圖三(B)所示之推入元件通入氣流後之壓力場及氣流場之示意圖。

圖五係本發明之氣動式微流體驅動系統之風巷結構與T形連接管之設計圖。

圖六(A)係圖五所示連接管道之另一實施態樣，係為吸出型連接管之示意圖。

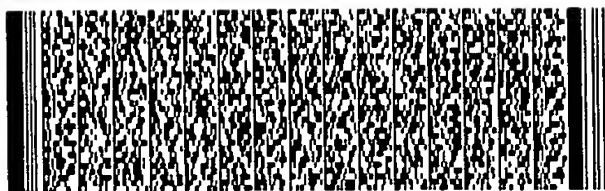
圖六(B)係圖五所示連接管道之再一實施態樣，係為居中型連接管之示意圖。

圖六(C)係圖五所示連接管道之另一實施態樣，係為推入型連接管之示意圖。

圖七係顯示本發明之氣動式微流體驅動系統，分別配合使用不同型式之連接管道，於不同進氣速度下產生之連接管道末端之速度。

圖八(A)係本發明之氣動式微流體驅動系統建構於微反應模組上之示意圖。

圖八(B)係前述圖八(A)之影像圖。



圖式簡單說明

圖九係顯示前述圖八(A)中虛線部分之流體驅動結果之影像圖。





## 六、申請專利範圍

### 1. 一種氣動式微流體驅動系統，至少包含：

一伺服裝置，係提供不同各種氣流群組合模式；

一組風巷結構，係內建於微反應模組上用以接收前述氣流；及

一連接管道，係共構於微反應模組內以連接前述風巷結構及微反應模組上之反應區域，作為氣流流通以驅動流體之用。

### 2. 如申請專利範圍第1項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之伺服裝置主要係包含：

一空氣壓縮機，係用以提供各種不同流量與射出方向之氣流群組合模式；及

一緩衝槽，係用以穩定自前述空氣壓縮機送出之氣流。

### 3. 如申請專利範圍第1項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之一組風巷結構主要係包含：

一吸出元件，係作為將微反應模組上之流體吸出之用；及

一推入元件，係作為將微反應模組上之流體推入之用。

### 4. 如申請專利範圍第3項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之吸出元件係包含：

一氣流流道，係作為接受前述伺服裝置提供之氣流之用；及

一微通道，係連接前述氣流流道，作為氣流導流之



## 六、申請專利範圍

用。

5. 如申請專利範圍第3項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之推入元件係包含：

一氣流流道，係作為接受前述伺服裝置提供之氣流之用；及

一微通道，係連接前述氣流流道，作為氣流導流之用。

6. 如申請專利範圍第1項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之連接管道係可替換為T形連接或平行連接方式。

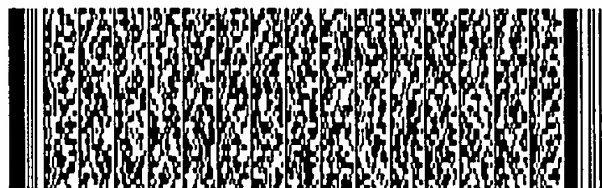
7. 如申請專利範圍第6項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之平行連接方式係可選擇吸出型、居中型或推入型之連接管道。

8. 如申請專利範圍第1項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之反應區域上具有微流體管道。

9. 如申請專利範圍第1項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之連接管道之末端係可連接至前述反應區域上之微流體管道。

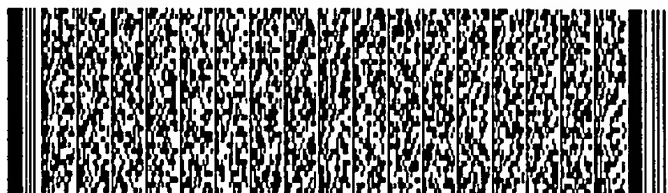
10. 如申請專利範圍第1項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之微反應模組係指可進行各種反應或分析之微小化晶片。

11. 如申請專利範圍第10項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之微小化晶片係為實驗室晶片、生物晶片等。



#### 六、申請專利範圍

12. 如申請專利範圍第1項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之一組風巷結構、連接管道及反應區域上之微流體管道皆可一體成型製造於微反應模組上。
13. 如申請專利範圍第1項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之氣流群組合模式係指導入前述風巷結構中之吸出元件及推入元件之進口氣流流速組合。
14. 一種氣動式微流體驅動系統，至少包含：
  - 一伺服裝置，係提供不同各種氣流群組合模式；
  - 一組風巷結構，係用以接收前述氣流；及
  - 一連接管道，係連接前述風巷結構及流體區域，作為氣流流通以驅動流體之用。
15. 如申請專利範圍第14項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之伺服裝置主要係包含：
  - 一空氣壓縮機，係用以提供各種不同流量與射出方向之氣流群組合模式；及
  - 一緩衝槽，係用以穩定自前述空氣壓縮機送出之氣流。
16. 如申請專利範圍第14項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之一組風巷結構主要係包含：
  - 一吸出元件，係作為將流體吸出之用；及
  - 一推入元件，係作為將流體推入之用。
17. 如申請專利範圍第16項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之吸出元件係包含：
  - 一氣流流道，係作為接受前述伺服裝置提供之氣流之



## 六、申請專利範圍

用；及

一微通道，係連接前述氣流流道，作為氣流導流之用。

18. 如申請專利範圍第16項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之推入元件係包含：

一氣流流道，係作為接受前述伺服裝置提供之氣流之用；及

一微通道，係連接前述氣流流道，作為氣流導流之用。

19. 如申請專利範圍第14項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之連接管道係可替換為T形連接或平行連接方式。

20. 如申請專利範圍第19項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之平行連接方式係可選擇吸出型、居中型或推入型之連接管道。

21. 如申請專利範圍第14項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之連接管道之末端係可連接至流體區域。

22. 如申請專利範圍第21項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之流體區域係為一微流體管道。

23. 如申請專利範圍第14項所述之微流體模組，其中前述之一組風巷結構、連接管道及流體區域皆可一體成型製造。

24. 如申請專利範圍第14項所述之氣動式微流體驅動系統，其中前述之氣流群組合模式係指導入前述風巷結構



## 六、申請專利範圍

中之吸出元件及推入元件之進口氣流流速組合。

25. 一種氣動式微流體驅動方法，主要係包含：

利用前述伺服裝置提供各種氣流群組合模式；

將前述氣流導入前述風巷結構；及

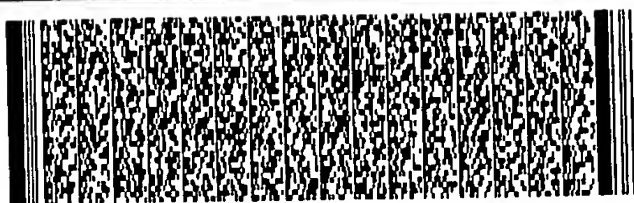
經由前述連接管道流通之氣流驅使微流體管道中的流體發生導引、斥退、停滯等微流體運動效果。

26. 如申請專利範圍第25項所述之氣動式微流體驅動方法，其中前述之一組風巷結構係包含一吸出元件及一推入元件。

27. 如申請專利範圍第25項或第26項所述之氣動式微流體驅動方法，其係藉由前述風巷結構中之吸出元件及推入元件結構上之設計，並利用白努力方程式可控制氣流之吸出與推入之運作。

28. 如申請專利範圍第25項所述之氣動式微流體驅動方法，其中前述之氣流群組合模式係指吸入元件之進口氣流流速 ( $V_s$ ) 與推入元件之進口氣流流速 ( $V_e$ ) 組合。

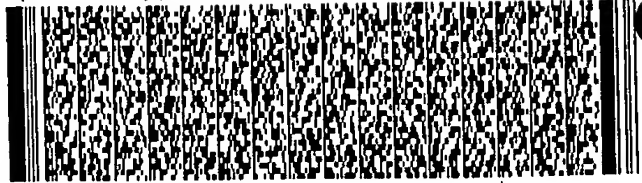
29. 如申請專利範圍第1項或第14項所述之氣動式微流體驅動方法，其中前述之流體係如樣品或試劑。



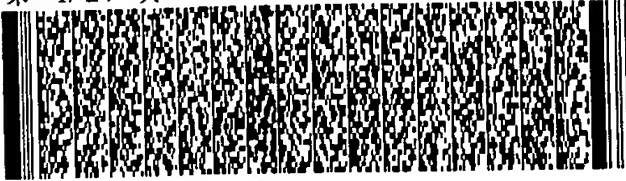
第 1/27 頁



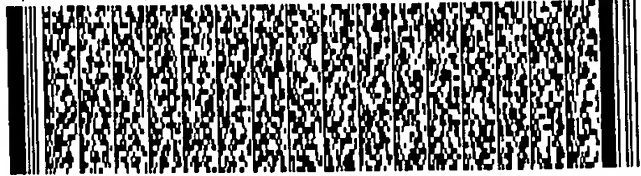
第 2/27 頁



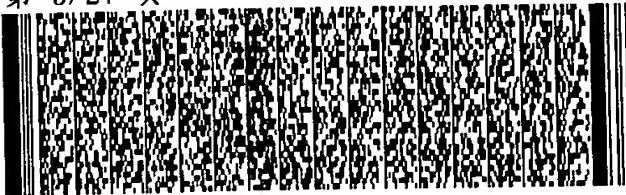
第 4/27 頁



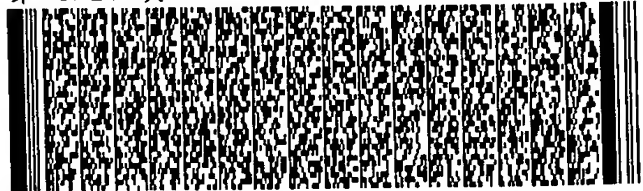
第 4/27 頁



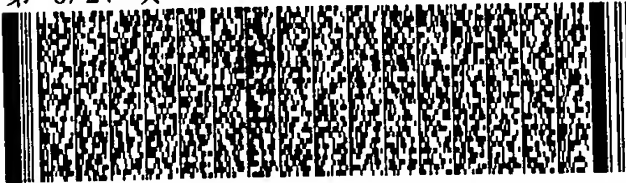
第 5/27 頁



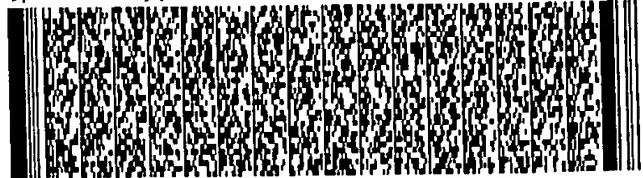
第 5/27 頁



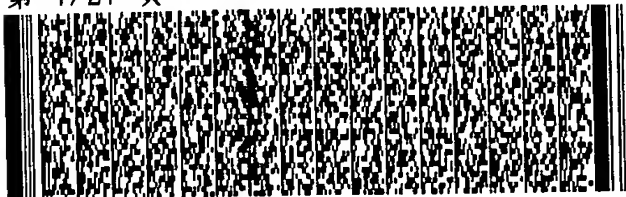
第 6/27 頁



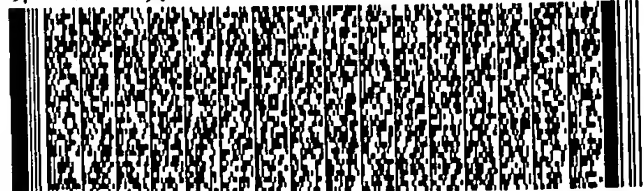
第 6/27 頁



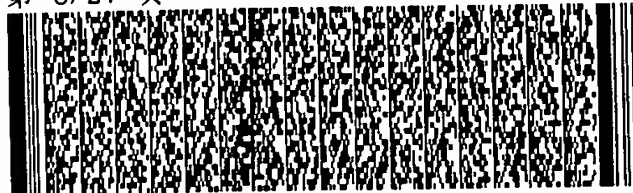
第 7/27 頁



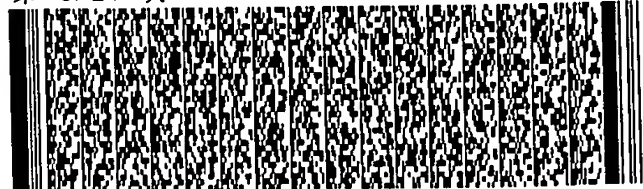
第 7/27 頁



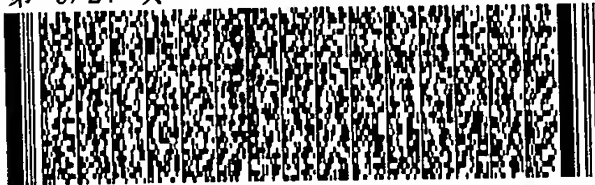
第 8/27 頁



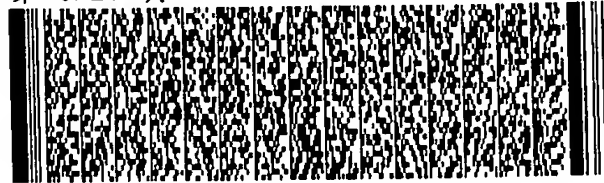
第 8/27 頁



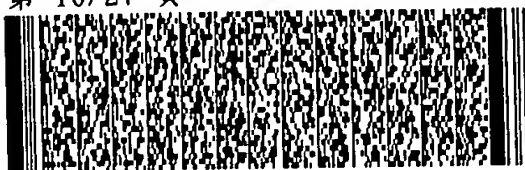
第 9/27 頁



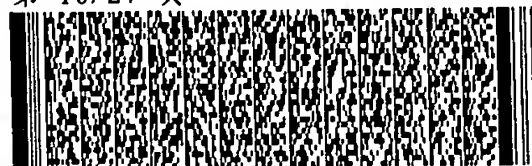
第 9/27 頁



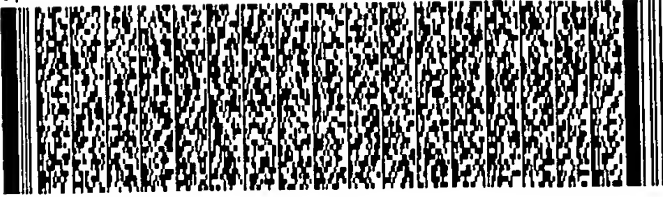
第 10/27 頁



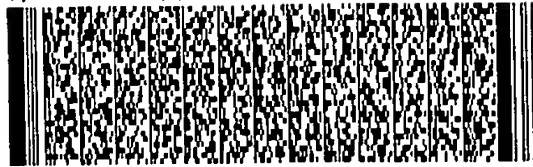
第 10/27 頁



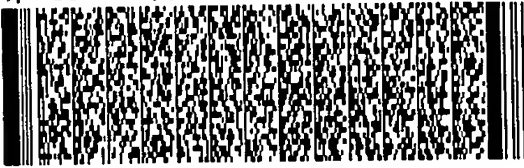
第 11/27 頁



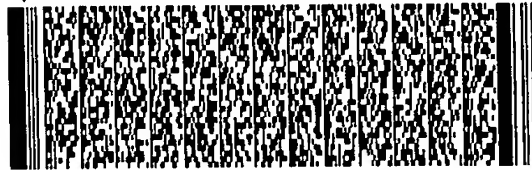
第 12/27 頁



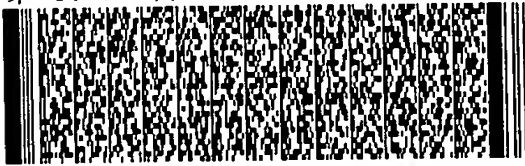
第 12/27 頁



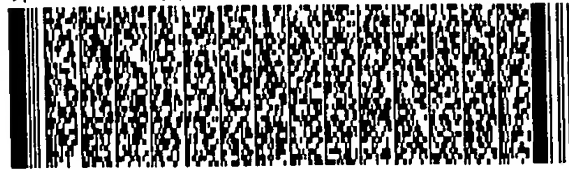
第 13/27 頁



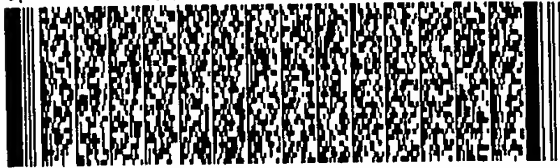
第 13/27 頁



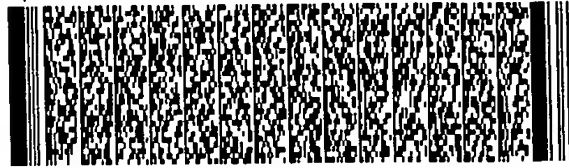
第 14/27 頁



第 14/27 頁



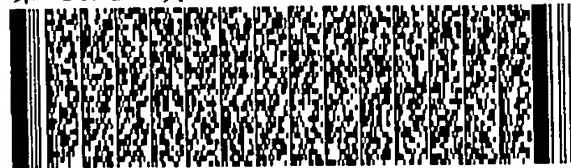
第 15/27 頁



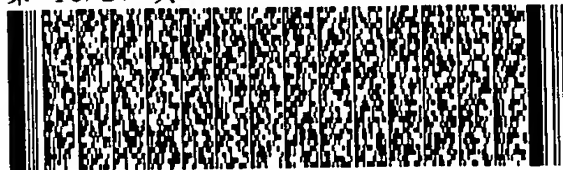
第 15/27 頁



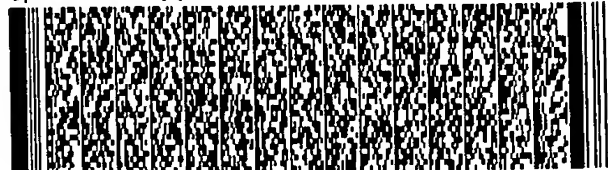
第 16/27 頁



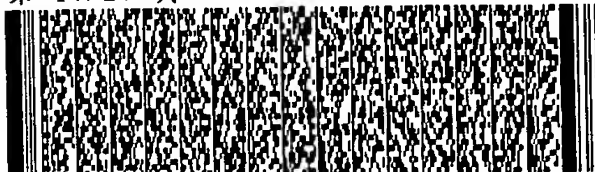
第 16/27 頁



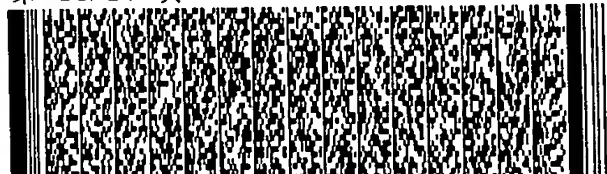
第 17/27 頁



第 17/27 頁



第 18/27 頁



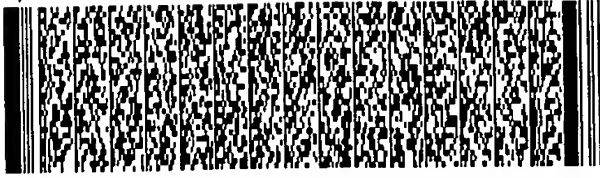
第 18/27 頁



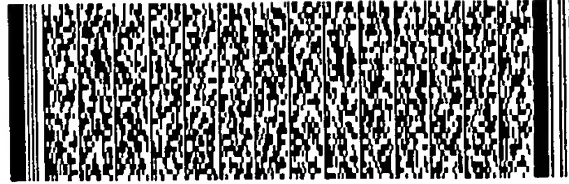
第 19/27 頁



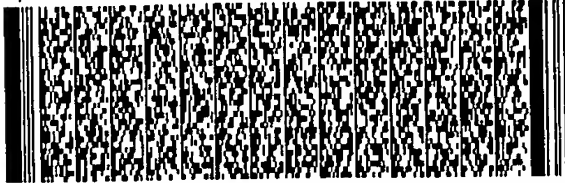
第 19/27 頁



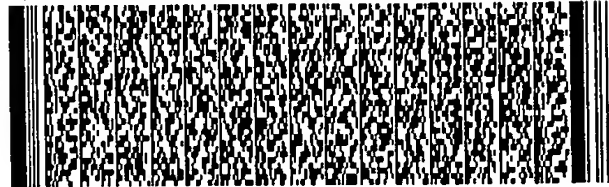
第 20/27 頁



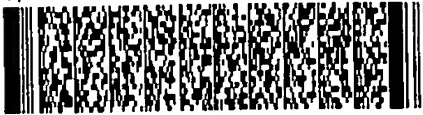
第 20/27 頁



第 21/27 頁



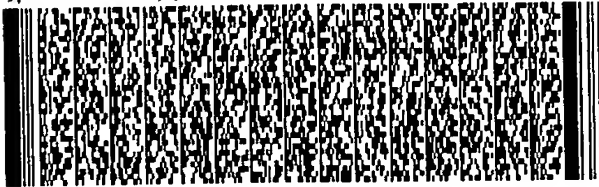
第 22/27 頁



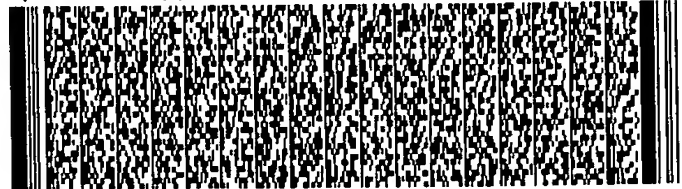
第 23/27 頁



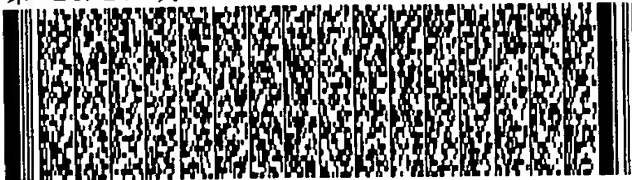
第 24/27 頁



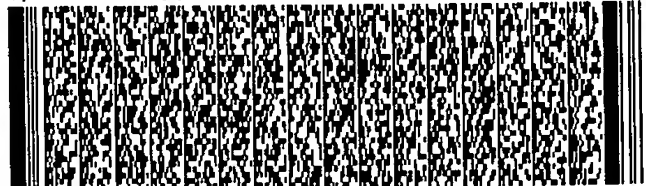
第 25/27 頁



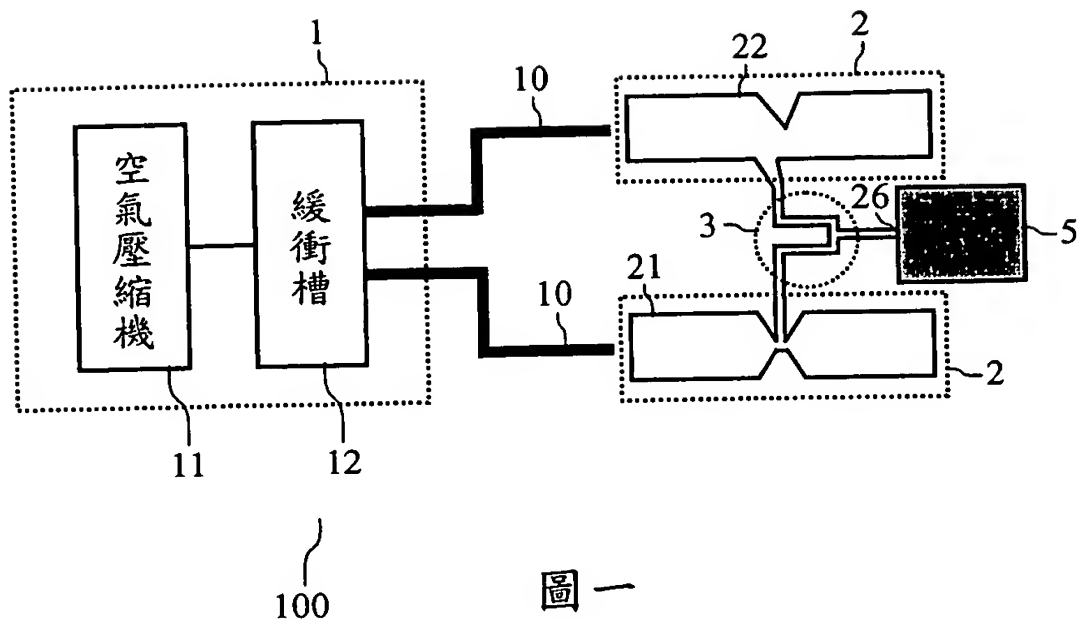
第 26/27 頁



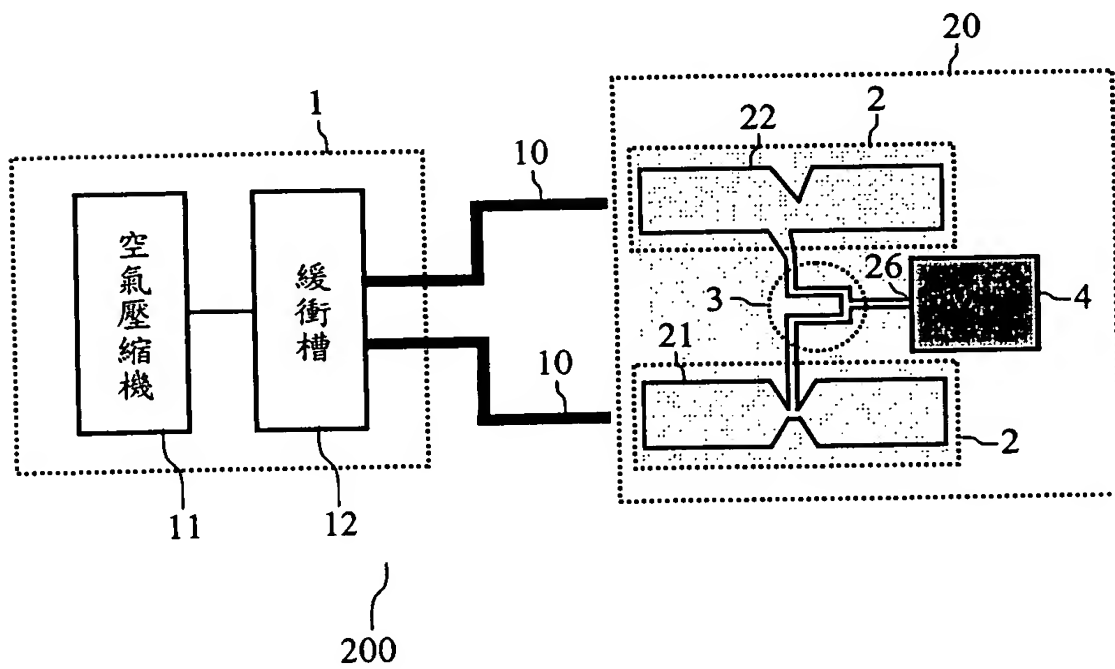
第 27/27 頁



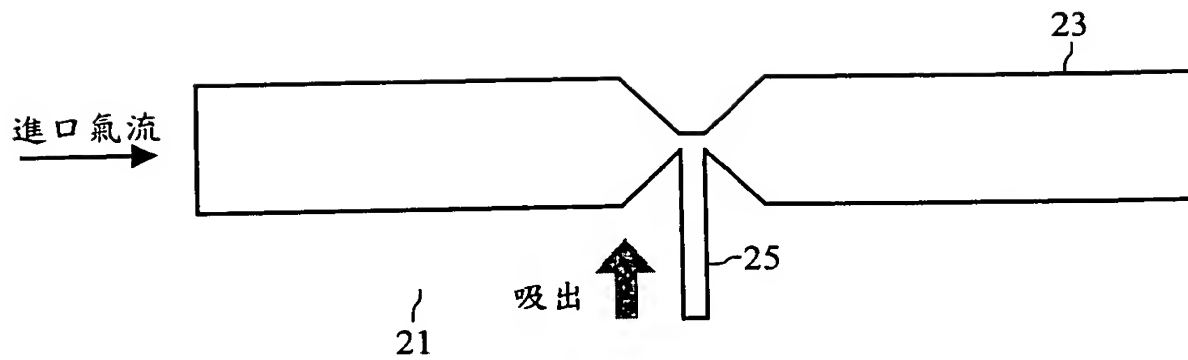




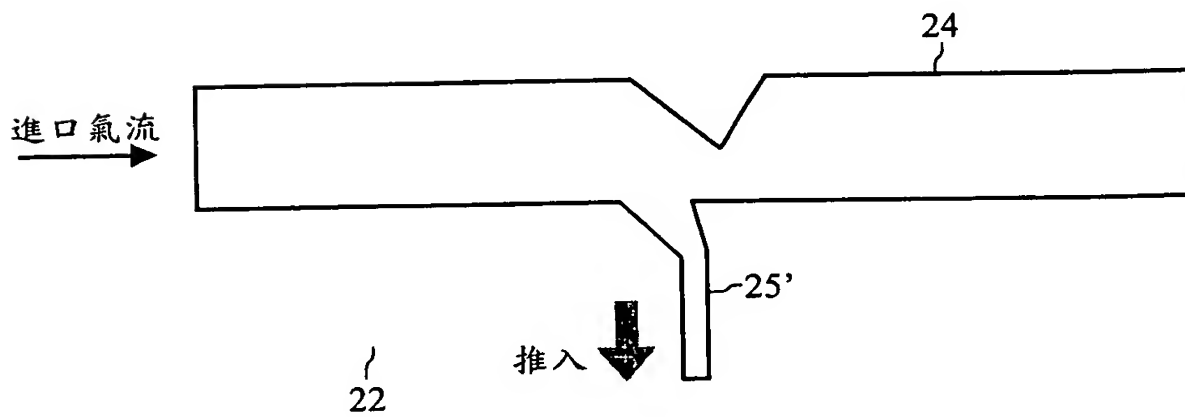
圖一



圖二

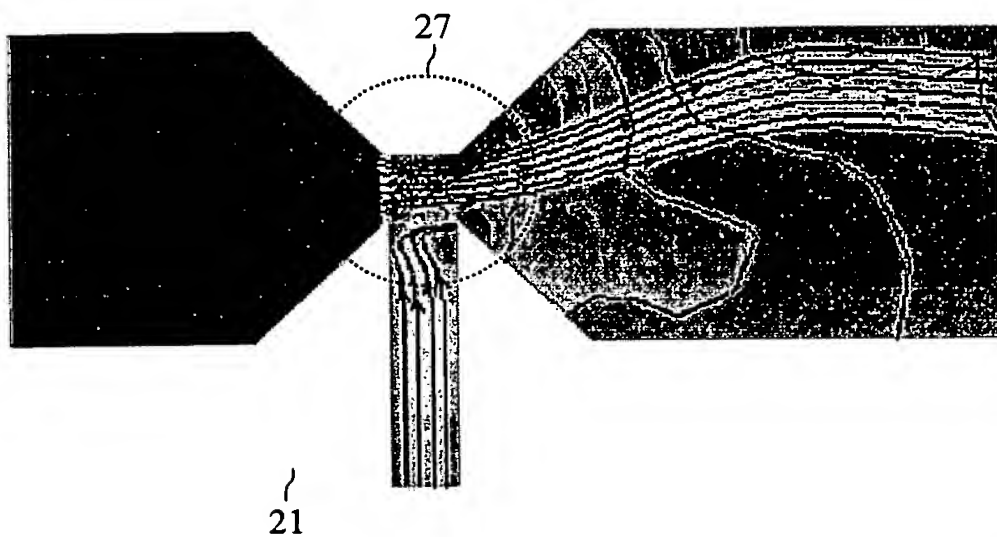


圖三 (A)



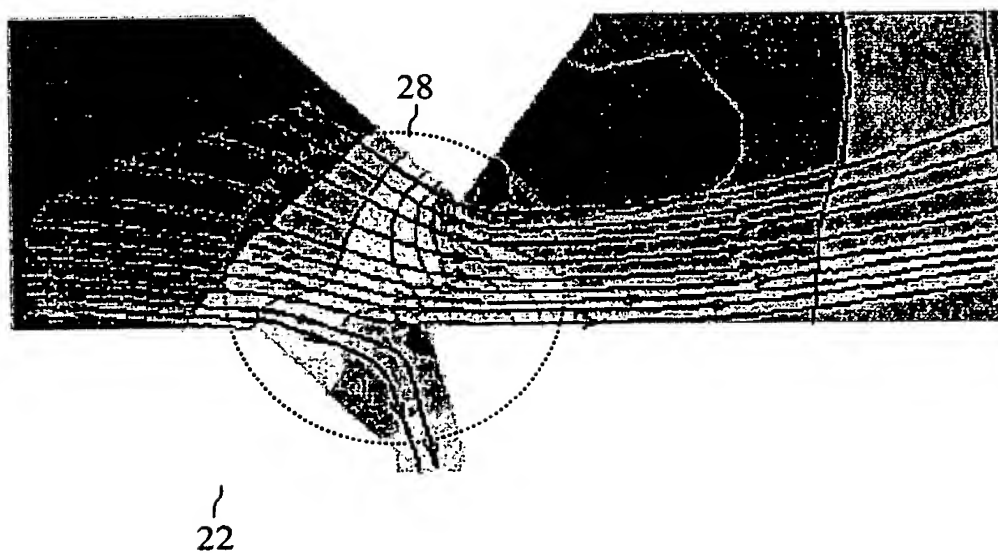
圖三 (B)

進口氣流流速 ( $V_s$ ) = 1m/s

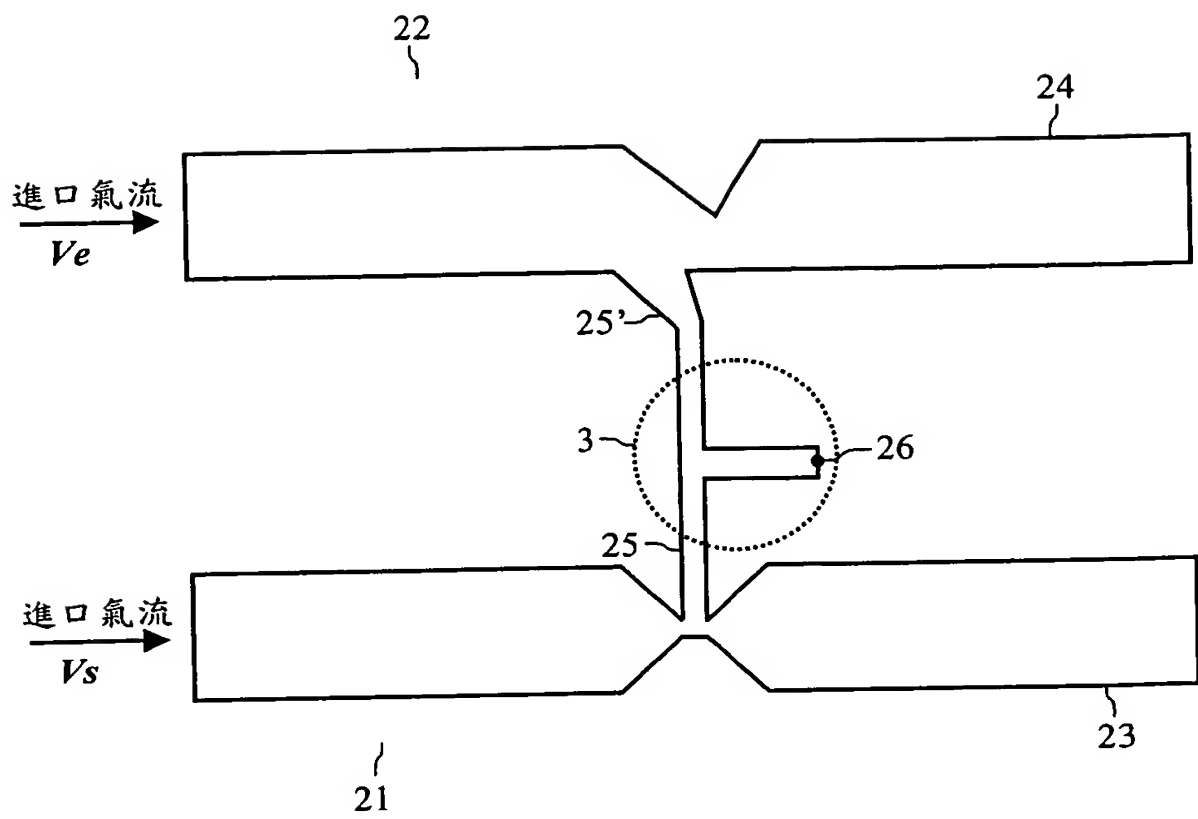


圖四 (A)

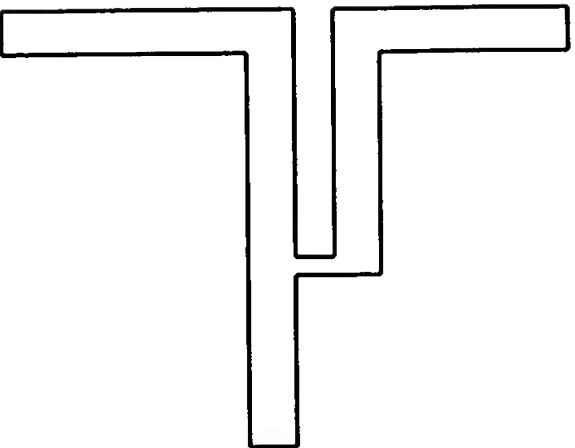
進口氣流流速 ( $V_e$ ) = 1m/s



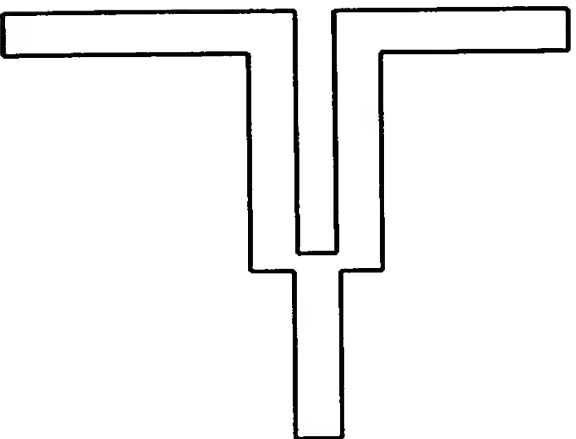
圖四 (B)



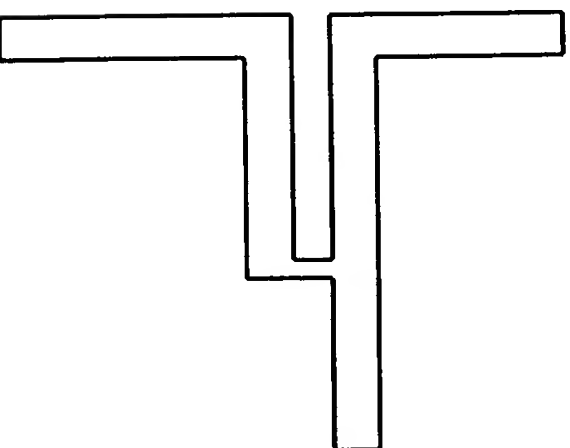
圖五



圖六(A)



圖六(B)



圖六(C)

$V_e$ (m/s) $V_s$ (m/s)	OFF	1	2	3	4
OFF	0.00	0.19	0.50	0.86	1.15
1	-0.12	0.14	0.72	1.45	1.84
2	-0.35	-0.13	0.49	1.31	1.72
3	-0.56	-0.40	0.17	1.04	1.42
4	-0.98	-0.85	-0.45	0.23	1.05

(a)

$V_e$ (m/s) $V_s$ (m/s)	OFF	1	2	3	4
OFF	0.00	0.16	0.49	0.90	1.18
1	-0.28	-0.11	0.30	0.82	1.16
2	-0.79	-0.64	-0.26	0.29	0.90
3	-1.28	-1.16	-0.82	-0.31	0.25
4	-1.59	-1.48	-1.21	-0.80	-0.32

(b)

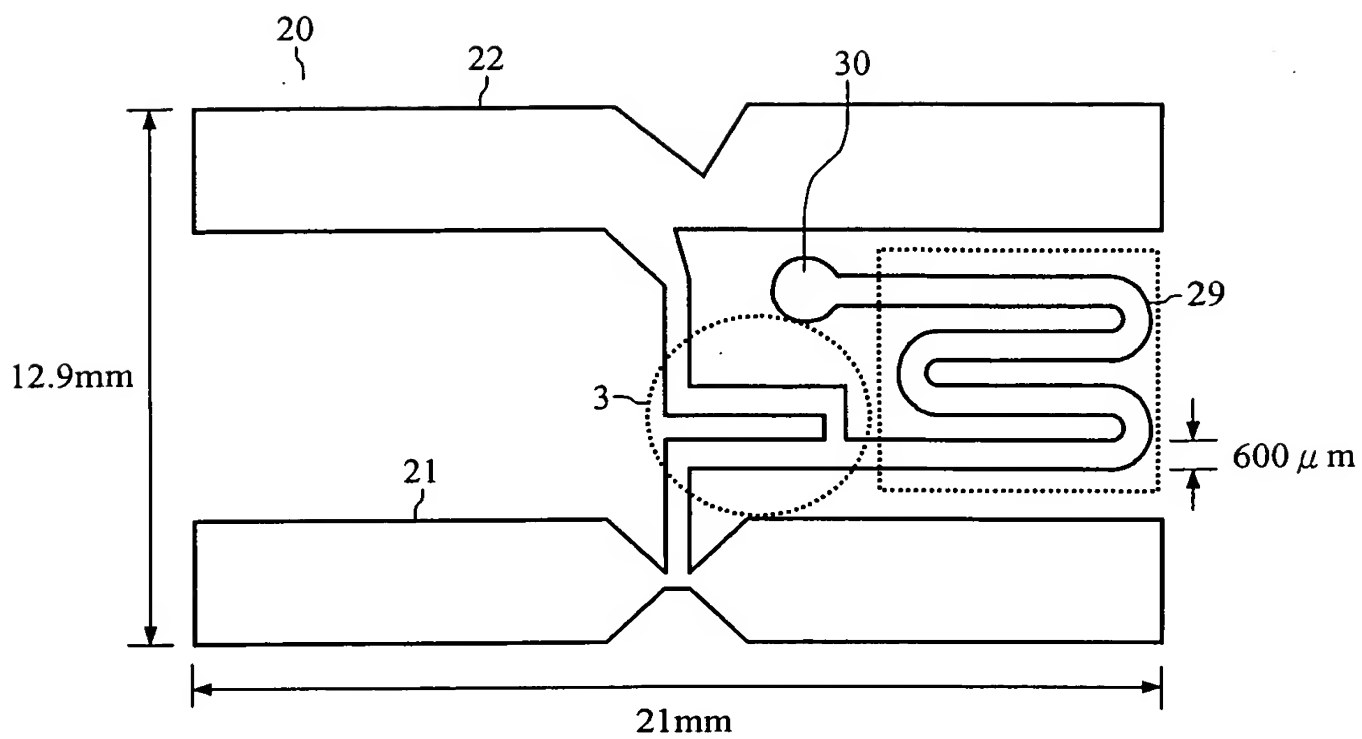
$V_e$ (m/s) $V_s$ (m/s)	OFF	1	2	3	4
OFF	0.00	0.23	0.63	1.08	1.48
1	-0.20	0.02	0.52	1.05	1.37
2	-0.52	-0.32	0.15	0.74	1.07
3	-0.84	-0.66	-0.24	0.34	0.66
4	-1.13	-1.10	-0.77	-0.32	0.21

(c)

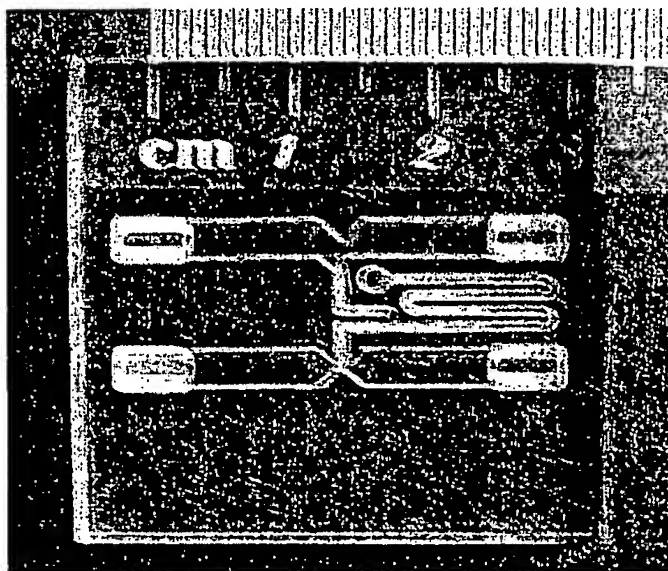
$V_e$ (m/s) $V_s$ (m/s)	OFF	1	2	3	4
OFF	0.00	0.30	0.94	1.79	2.69
1	-0.16	0.15	0.84	1.74	2.32
2	-0.47	-0.19	0.51	1.45	2.04
3	-0.78	-0.55	0.11	1.08	1.65
4	-1.11	-1.00	-0.52	0.25	1.19

(d)

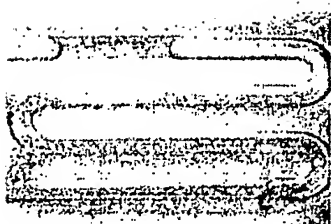
圖七



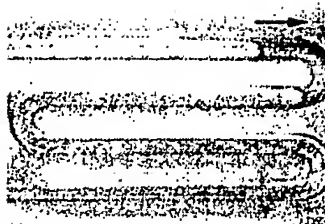
圖八 (A)



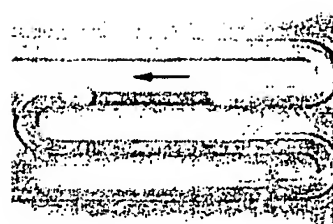
圖八 (B)



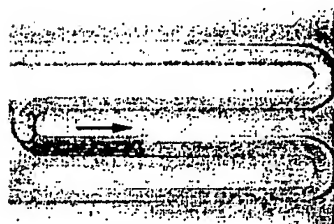
(a) 時間= $T_1$



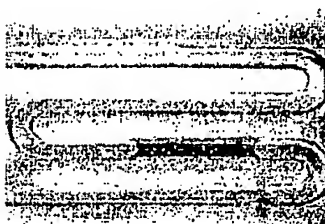
(b) 時間= $T_2$



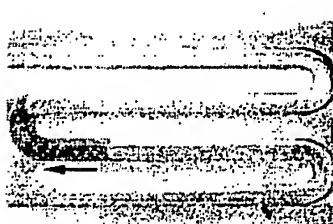
(c) 時間= $T_3$



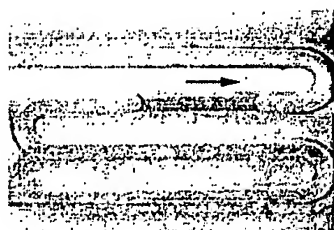
(d) 時間= $T_4$



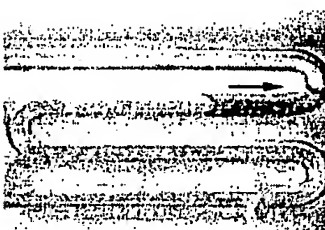
(e) 時間= $T_5$



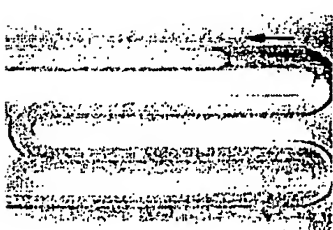
(f) 時間= $T_6$



(g) 時間= $T_7$



(h) 時間= $T_8$



(i) 時間= $T_8$

圖九